

## SABIO TENIST – SISTEMA DE ANÁLISE BIOMECÂNICA DE TENISTAS

**António Filipe N. Gomes<sup>1</sup>, Joaquim Gabriel Mendes<sup>1</sup> e João Manuel R. S. Tavares<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal; [dem08015.jgabriel.tavares@fe.up.pt](mailto:dem08015.jgabriel.tavares@fe.up.pt)

**PALAVRAS CHAVE:** Desporto, Modelação, Visualização, Aquisição e Sincronização de Dados, Instrumentação e Controlo.

**RESUMO:** *Este artigo apresenta o desenvolvimento de um sistema para a análise biomecânica de tenistas – SaBioTenist, mais concretamente, das articulações do braço (ombro, cotovelo e pulso). O sistema integra um modelo biomecânico do Membro Superior do tenista e da raquete de ténis, uma plataforma Arduino que possibilita a captura de dados associados ao movimento, para além dos obtidos através da gravação de imagens durante a execução de um determinado golpe técnico de ténis, e por uma interface gráfica desenvolvida na plataforma LabVIEW que possibilita a monitorização dos dados biomecânicos capturados. O sistema possibilita a aquisição de informação por diferentes tipos de sensores, tais como sensores de pressão, sensores de vibração piezoelétricos (para a detecção das vibrações transmitidas ao pulso e consequentemente à articulação do cotovelo), sensores inerciais, acelerómetro e giroscópio, colocados no quadro da raquete, e sensores resistivos flexíveis embutidos em bandas elásticas (para a medição direta dos ângulos de movimento das articulações do punho e do cotovelo).*

### 1 INTRODUÇÃO

Recentemente, diversos investigadores têm procurado desenvolver e implementar metodologias e sistemas para análise biomecânica de atletas em atividades desportivas, tendo como objectivo a melhoria do seu rendimento, desempenho e prestação atlética, bem como a diminuição dos riscos de lesões. Neste contexto, destaca-se uma das áreas emergentes e em franco desenvolvimento, a análise biomecânica de movimento associado aos golpes de ténis e de *badminton*.

Em [1] é apresentada uma análise dinâmica 3D, baseada nas equações de *Newton-Euler*, dos movimentos associados a uma raquete de ténis. Neste trabalho é proposto como trabalho futuro a medição experimental através da colocação de micro sensores inerciais *MEMS* (*Micro-Electro-Mechanical-Systems*), acelerómetros e giroscópios tridimensionais, embebidos na raquete de ténis para a medição direta dos

parâmetros associados ao movimento na execução de golpes de ténis.

Já em [2] é apresentado um estudo de investigação acerca da influência dos tensores de inércia da raquete de ténis sobre os binários transmitidos ao cotovelo durante o movimento de balanço num golpe de *forehand*, bem como a avaliação das cargas transmitidas ao cotovelo e as respostas de aceleração da raquete de ténis originadas pelos impactos centrais e excêntricos da bola de ténis sobre a mesma.

Um dos problemas comuns durante a captura de imagens é a retenção correta dos marcadores reflexivos usualmente colocados nos segmentos corporais do sujeito e na raquete de ténis. Estes marcadores podem mover-se por vários motivos, tais como os movimentos próprios dos tecidos moles, a transpiração, a descolagem do velcro, que geralmente é usado para a fixação dos marcadores, entre

outros. No caso da movimentação indevida dos marcadores, a distância entre estes irá comprometer o comprimento e a orientação real do segmento corporal em questão. Neste cenário, faz todo o sentido desenvolver um sistema para a análise biomecânica de tenistas capaz de efetuar a medição direta dos vários parâmetros biomecânicos associados aos movimentos dos golpes de ténis, para além dos sistemas de captura através de imagem.

## 2 SISTEMA SABIOTENIST

Nesta secção é apresentado o desenvolvimento do sistema *SaBioTenist* que é composto por um modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista, por uma placa de desenvolvimento *Arduino*, que efetua a medição direta do movimento associado aos golpes de ténis, e de uma *interface* gráfica, desenvolvida na plataforma *LabVIEW* (*National Instruments, EUA*), para a monitorização dos parâmetros biomecânicos capturados pelos sensores.

### 2.1 MODELO BIOMECÂNICO

O modelo desenvolvido para a análise biomecânica do *Membro Superior* do tenista inclui 31 ossos, considerando a raquete de ténis como sendo um segmento adicional à mão, 30 junções, embora sejam apenas objeto de análise biomecânica as articulações do *Ombro*, *Cotovelo* e *Punho*, e 37 músculos responsáveis pelos movimentos articulares do *Braço*, *Antebraço* e *Mão*. Para uma melhor identificação dos segmentos corporais que compõem o *Membro Superior*, considera-se que este é composto pelo *Braço*, *Antebraço* e *Mão*.

De acordo com [3], a estrutura geral anatômica do *Membro Superior* pode ser dividida em quatro segmentos corporais principais, sendo eles os seguintes: *Cintura Escapular* – composto pelo osso da *Clavícula* e da *Escápula*, *Braço* – composto

pelo osso do *Úmero*; *Antebraço* – composto pelos ossos do *Rádio* e da *Ulna*; *Mão* – composta pelos ossos do *Carpó*, *Metacarpo* e *Falanges*. A Fig. 1 ilustra a estrutura geral do modelo biomecânico desenvolvido no programa de modelação e simulação músculo-esquelética *OpenSim* (*OpenSim, EUA*).

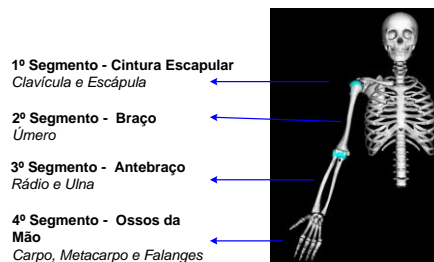


Fig. 1 Estrutura geral do *membro superior* direito do tenista integrado no modelo biomecânico desenvolvido.

Na Tab. 1 estão assinaladas as siglas utilizadas na identificação dos ossos, utilizados na construção do modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista.

Tab. 1 Siglas dos Ossos do *Membro Superior*

|  |
|--|
| ground (tórax)                                     |
| r_humerus  |
| ulna   |
| radius   |
| scaphoid (escafoide)                               |
| lunate (lunato)                                    |
| trapezium (trapézio)                               |
| trapezoid (trapezoide)                             |
| capitate (capitato)                                |
| pisiform (pisiforme)                               |
| triquetrum (triquetal, piramidal ou triangular)    |
| hamate (hamato)                                    |
| carp_metacarp (carpo e metacarpo)                  |
| metacarpal2 (metacarpo – 2º dedo)                  |
| Iphalanx1 (metacarpofalangeal – 2º dedo)           |
| Iphalanx2 (interfalangeal proximal – 2º dedo)      |
| Iphalanx3 (interfalangeal distal – 2º dedo)        |
| metacarpal3 (metacarpo – 3º dedo)                  |
| Iphalanx_1 (metacarpofalangeal – 3º dedo)          |
| Iphalanx_2 (interfalangeal proximal – 3º dedo)     |
| Iphalanx_3 (interfalangeal distal – 3º dedo)       |
| metacarpal4 (metacarpo – 4º dedo)                  |
| Iphalanx_11 (metacarpofalangeal – 4º dedo)         |
| Iphalanx_22 (interfalangeal proximal – 4º dedo)    |
| Iphalanx_33 (interfalangeal distal – 4º dedo)      |
| metacarpal5 (metacarpo – 5º dedo)                  |
| Iphalanx_111 (metacarpofalangeal – 5º dedo)        |
| Iphalanx_222 (interfalangeal proximal – 5º dedo)   |
| Iphalanx_333 (interfalangeal distal – 5º dedo)     |
| thumb (interfalangeal proximal e distal – polegar) |
| racket (raquete de ténis)                          |

Na Tab. 2 estão assinaladas as siglas dos músculos considerados na construção do modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista.

Tab. 2 Siglas dos Músculos do *Membro Superior* do Tenista.

|   |
|---|
| DELT – Deltoid                            |
| SUPS – Supraspinatus (Supra-Espinal)      |
| INF-ESP – Infraspinatus (Infra-Espinal)   |
| TMIN – Teres Minor (Redondo Menor)        |
| TMAJ – Teres Major (Redondo Maior)        |
| SUBS – Subscapularis (Subescapular)       |
| Triceps (Longus, Medium, Lateral)         |
| Biceps (Longus, Brevis)                   |
| CORAC – Coracobrachialis                  |
| BRA – Braquioradialis                     |
| FCR – Flexor Carpi Radialis               |
| FCU – Flexor Carpi Ulnar                  |
| EDM – Extensor Digitorum Minimi           |
| ECRB – Extensor Carpi Radialis Brevis     |
| ECRL – Extensor Carpi Radialis Longus     |
| FDSI – Flexor Digitorum Sublimis Indicis  |
| FDSM – Flexor Digitorum Sublimis Medium   |
| FDSR – Flexor Digitorum Sublimis Ring     |
| FDSL – Flexor Digitorum Sublimis Little   |
| FDPI – Flexor Digitorum Profundus Indicis |
| FDPM – Flexor Digitorum Profundus Medius  |
| FDPR – Flexor Digitorum Profundus Ring    |
| FDPL – Flexor Digitorum Profundus Little  |
| EDCL – Extensor Digitorum Carpi Longus    |
| EDCR – Extensor Digitorum Carpi Radialis  |
| EDCM – Extensor Digitorum Carpi Medium    |
| EDCI – Extensor Digitorum Carpi Indicis   |
| FPL – Flexor Pollicis Longus              |
| EPB – Extensor Pollicis Brevis            |
| EPL – Extensor Pollicis Longus            |
| EIP – Extensor Indicis Proprius           |
| APL – Abductor Pollicis Longus            |
| PL – Palmaris Longus                      |
| PT – Pronator Teres (Pronador Redondo)    |
| PQ – Pronator Quadratus                   |
| SUP – Supinator                           |
| ANCO – Anconeus                           |

Na Fig. 2 estão representados os músculos do *Membro Superior* do tenista integrados no modelo desenvolvido.

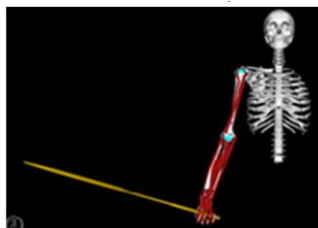


Fig. 2 Representação dos músculos do membro superior do tenista incluídos no modelo desenvolvido.

## 2.2 SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS

Na sua versão final, o sistema em desenvolvimento permitirá a medição direta, ao longo do tempo, de diversos parâmetros associados aos movimentos vulgarmente efetuados nesta modalidade desportiva, como o *Drive de Direita (forehand)* ou o *Drive de Esquerda (backhand)*. O resultado esperado é um sistema, constituído por diversas placas, que recebem a informação proveniente dos sensores colocados na raquete de ténis (acelerómetro e giroscópio, sensores de vibração piezoelétricos, sensor de força), sensores resistivos flexíveis colocados nas faixas elásticas e os sinais de eletromiografia (*EMG*), para a medição da atividade elétrica dos músculos com maior solicitação de movimento, como os músculos *Bíceps* e *Tríceps*. Os dados adquiridos são obtidos em tempo real e gravados num ficheiro de texto num cartão de memória *micro SD*. O sistema dispõe de um relógio em tempo real (*RTC*) para sincronização dos dados com eventuais sistemas de aquisição externos, nomeadamente de vídeo.

A Fig. 3 ilustra a constituição da placa final com os módulos *Arduino (Arduino SA, Itália)*, a placa *USB-XBee (DROIDS, Itália)*, para comunicação *wireless* com o computador onde se encontra instalada a interface gráfica, e o sensor de teste *MPU-6050 (InvenSense Inc., EUA)*.

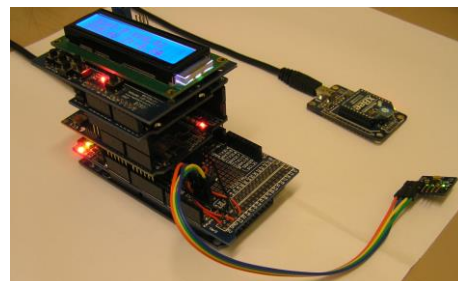


Fig. 3 Módulos *Arduino*, placa *USB-XBee* e sensor *MPU-6050* usados no sistema desenvolvido.

Segundo o fabricante, o sensor *MPU-6050* não necessita de qualquer calibração. Por forma a suavizar – *smoothing* – os valores de tensão, lidos pelos diversos canais

analogicos do *Arduino*, é calculado no programa *Arduino*, para cada canal, a média aritmética de cada três leituras efetuadas. O número de leituras pode ser alterado na placa *Arduino*, aumentando ou diminuindo a suavização, não esquecendo que a taxa de aquisição fica comprometida com o aumento deste valor.

Contabilizando os dados provenientes dos sensores analógicos de força, de vibração, resistivos flexíveis e de *EMG*, os sinais digitais do sensor *MPU-6050*, totalizam 14 canais de dados. Verifica-se, a partir dos dados gravados no cartão de memória *micro SD*, que a taxa de aquisição de dados do sistema é de 40 ms (25 leituras/s de 14 dados) tendo como referência de tempo de contagem ao segundo, efetuado pelo relógio *RTC*. No caso de ser utilizado mais um ou dois canais analógicos, eventualmente mais algum sinal de *EMG*, a taxa de aquisição anda em torno dos 45 ms.

A Fig. 4 ilustra o sistema de coordenadas definido no sistema, estando de acordo com o centro de massa da raquete definido em [2], os sensores colocados na raquete de ténis e nas bandas elásticas.

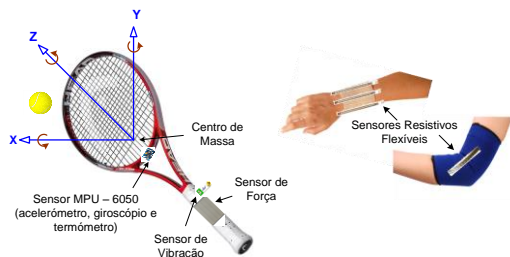


Fig. 4 Sistema de coordenadas, sensores colocados na raquete de ténis e bandas elásticas com os sensores resistivos flexíveis utilizados no sistema desenvolvido.

De acordo com a *American Academy of Orthopaedic Surgeons* [4], as amplitudes articulares máximas das articulações do Cotovelo e do Punho foram mapeadas no programa *Arduino*, depois da conversão *AD* de resolução de 10 bits, tendo sido fixadas cinco escalas máximas de movimentos articulares: flexão da articulação do Cotovelo: 0 – 150°; extensão da articulação do Punho: 0 – 70°; flexão da articulação do

Punho: 0 – 80°; desvio radial: 0 – 20°; desvio ulnar: 0 – 30°. Para além da suavização já referida, são eliminados automaticamente todos os valores que ultrapassarem estas gamas de valores. Para a leitura correta destes ângulos, tem-se de proceder, para todos os tenistas, ao ajuste e à calibração dos sensores embutidos nas bandas elásticas. Para tal, e para cada movimento articular referido, tem de ser memorizado o valor digital da conversão na posição de repouso (0°) e na posição correspondente à amplitude máxima desse movimento articular. Para facilitar esta operação é disponibilizada uma folha que tem os ângulos desenhados no valor exato, onde o tenista aproxima a mão e, por exemplo, no caso da escala máxima correspondente ao desvio radial, o mesmo coloca a mão na posição de repouso e memoriza esse valor. Depois curva a mão para a esquerda até à escala máxima que perfaz o ângulo de 20°, sendo depois, nessa posição, memorizado o valor digital correspondente. Assim, e para cada um dos cinco movimentos articulares descritos, é necessário efetuar esta operação de calibração, através dos menus visualizados no *LCD* incluído no sistema.

De acordo com os relatos dos tenistas que participaram nos testes do equipamento *SaBioTenist*, estes não se sentiram condicionados em termos de liberdade de movimento, devido à colocação do equipamento no *Membro Superior*. Para simplificar o processo de análise, desprezam-se os efeitos do equipamento, ou seja, não se considera a massa dos sensores colocados na raquete de ténis e nas bandas elásticas. Pode-se visualizar na Fig. 5 o pormenor de uma tenista com as faixas elásticas colocadas nas articulações do Cotovelo e do Punho, bem como a raquete instrumentada, a efetuar um serviço de ténis durante um teste de ténis.





Fig. 5 Tenista com o equipamento colocado no *membro superior* a preparar a execução de um serviço de ténis.

A Fig. 6 mostra um pormenor da colocação das ventosas no músculo dos *Bíceps* da tenista para a medição do sinal de *EMG* desse músculo.



Fig. 6 Colocação das ventosas para a medição do sinal de *EMG* no músculo dos *bíceps* da tenista.

### 2.3 INTERFACE GRÁFICA

A *interface* gráfica desenvolvida é constituída por vários menus, organizados por um conjunto de abas, que possibilitam o acesso aos vários parâmetros biomecânicos monitorizados pelos diversos sensores e controlados pela plataforma *Arduino*. Os parâmetros podem ser visualizados através de indicadores numéricos e de gráficos de estado, sendo eles os seguintes: aceleração *g* e aceleração angular da raquete de ténis nos três eixos de movimento; ângulos de movimento da articulação do *Punho* e do *Cotovelo*; força exercida pela mão do tenista ao apertar o punho da raquete de ténis; vibrações transmitidas pela raquete às articulações do *Membro Superior* e sinais de *EMG*. Outra funcionalidade da *interface* gráfica é a possibilidade de visualizar os valores dos parâmetros atuais de configuração da plataforma *Arduino*, bem como a possibilidade de controlar a mesma e de permitir a configuração de novos valores, tais como: escalas máximas do acelerómetro e do giroscópio (sensor *MPU-6050*); os coeficientes de inércia e a massa da raquete, para o caso de se pretender

colocar os sensores numa outra raquete de características diferentes. Pode-se observar na Fig. 7 um exemplo da janela correspondente à visualização dos movimentos de flexão/extensão e ao desvio radial/ulnar da *Mão* através da articulação do *Punho* e o movimento de flexão/extensão do *Cotovelo*.



Fig. 7 Janela de monitorização dos movimentos executados pela articulação do *punho* e do *cotovelo*.

A Fig. 8 ilustra um exemplo da janela de monitorização da aceleração angular da raquete de ténis medida pelo giroscópio (sensor *MPU-6050*), onde são visíveis os mostradores do tipo analógico que indicam a rotação da raquete nos três eixos de movimento (*graus/s* e em *rad/s*), os gráficos que indicam a evolução da aceleração angular e uma tabela onde são indicados os valores acumulados ao longo do tempo.

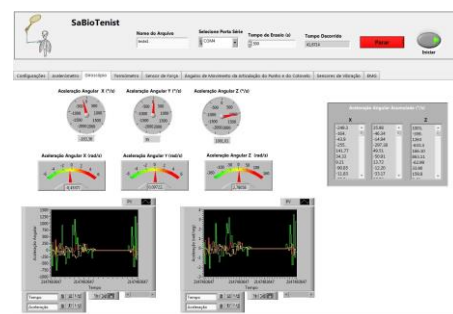


Fig. 8 Janela de monitorização da aceleração angular da raquete de ténis.

### 3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Seguidamente são apresentados alguns resultados experimentais do sistema *SaBioTenist* durante um ensaio de ténis, com uma tenista da escola de ténis de Miramar, da camada de competição e com

12 anos de idade, a executar um serviço de ténis. Depois de colocado todo o equipamento na tenista e ter sido corretamente calibrado, esta executou uma série de serviços de ténis para se adaptar ao mesmo. Depois deste procedimento, efetuou-se a gravação de dados na execução de um serviço de ténis utilizando a pega continental. Pode-se visualizar na Fig. 9 a representação da aceleração g da raquete de ténis, nos três eixos de movimento, desde a preparação do serviço até à execução do mesmo, momento este que coincide com o impacto da raquete com a bola de ténis, que aconteceu entre o segundo 35 e 35,5. Todo o tempo antecedente ao segundo 35 corresponde ao período de adaptação da tenista ao equipamento.

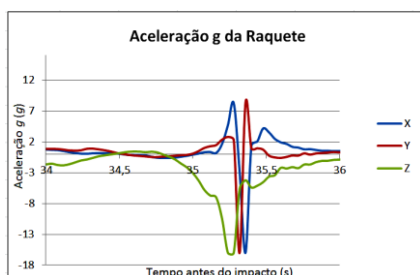


Fig. 9 Aceleração g da raquete de ténis.

Pode-se constatar na Fig. 9 que a raquete de ténis atingiu os -16 g nos três eixos de movimento, de acordo com o sistema de coordenadas definido na Fig. 4, pela ordem dos eixos Z, Y, X, tendo recuado bruscamente nos eixos X e Y após o impacto desta com a bola de ténis.

Na Fig. 10 estão representados os ângulos do movimento de flexão/extensão da mão durante a execução do serviço de ténis.

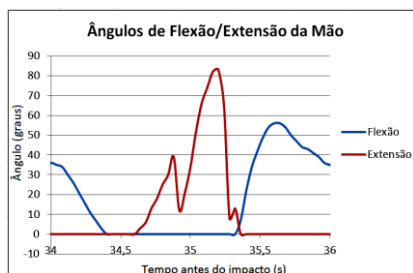


Fig. 10 Ângulos de flexão/extensão da mão.

#### 4. COMENTÁRIOS FINAIS

Neste artigo foi apresentado um sistema inovador para a análise biomecânica de tenistas – *SaBioTenist*. Recorde-se que o sistema está ainda em desenvolvimento e pretende ser uma ferramenta importante para a análise biomecânica de tenistas, tendo como objetivo final a possibilidade de permitir a prevenção de lesões, a melhoria das técnicas desportivas e no aumento do rendimento e do desempenho desportivo.

O sistema *SaBioTenist* é composto por um modelo biomecânico do *Membro Superior* do tenista e da raquete de ténis, por uma plataforma *Arduino*, para a captura e a gravação dos dados associados ao movimento na execução de golpes de ténis, e de uma *interface* gráfica, desenvolvida em *LabVIEW*, para a monitorização dos dados biomecânicos capturados.

#### AGRADECIMENTOS

Fica aqui um agradecimento especial à *Escola de Ténis Paulo Girão* em Miramar, pela cedência do espaço onde foram realizados os testes experimentais e, em especial, ao treinador de ténis Professor Paulo Girão, pela ajuda e pelos comentários de ordem técnica, e a todos os jovens tenistas da camada de competição que participaram na realização dos ensaios do sistema *SaBioTenist*.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Tijana Ivančević, Bojan Jovanović, Milorad Đukić, Saša Marković and Natalia Đukić, "Biomechanical Analysis of Shots and Ball Motion in Tennis and the Analogy with Handball Throws", *Physical Education and Sport* Vol. 6, No 1, 51-66, 2008.
- [2] Steven M. Nesbit, "The Effects of Racket Inertia Tensor on Elbow Loadings and Racket Behavior for Central and Eccentric Impacts", *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 304-317, 2006.
- [3] [www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm](http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm), acessado em dezembro de 2014.
- [4] [pt.scribd.com/doc/149264449/GRAUS-ADM](http://pt.scribd.com/doc/149264449/GRAUS-ADM), acessado em dezembro de 2014.